

Aus der Universitäts - Frauenklinik Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. L. Beck

UNTERSUCHUNGEN ZUR WEHENMESSUNG
MIT DER IMPEDANZ - METHODE

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von
Andre Schumacher
1978

Aus der Universitätsfrauenklinik Düsseldorf

Direktor: Professor Dr. med. L. Beck

UNTERSUCHUNGEN ZUR WEHENMESSUNG
MIT DER IMPEDANZ-METHODE



D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Andre Schumacher



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Düsseldorf

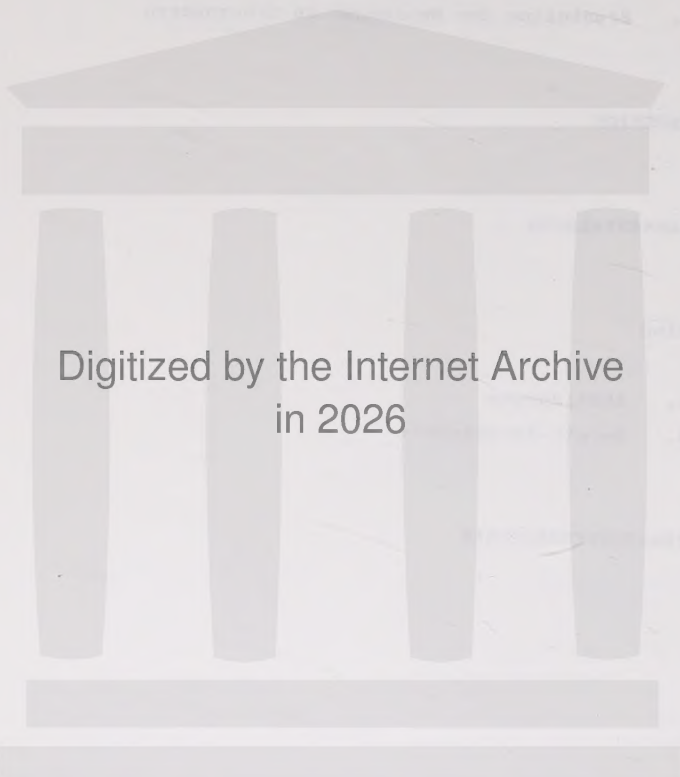
Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf
gez.: Prof.Dr.Hopf

Referent
gez.: Priv.-Doz.Dr.Morgenstern
Korreferent
gez.: Prof.Dr.Bokelmann

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG	1
2. GRUNDLAGEN DER BIOIMPEDANZ	2
2.1. Vorbemerkungen	2
2.2. Elektroden	2
2.3. Sicherheitsbetrachtungen	3
2.4. Der Meßkreis	4
2.5. Anwendungsbeispiele	7
3. FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER ARBEIT	8
3.1. Impedanzmessung und Uterusaktivität	8
3.2. Anforderungen an Tokographieverfahren	10
4. WEHENMESSUNG	12
4.1. Geschichte	12
4.2. Informationsgehalt	12
4.3. Verfahren zur Wehenmessung	14
5. MATERIAL UND METHODE	18
5.1. Impedanzgerät	18
5.2. Elektroden	18
5.3. Durchführung der Messungen	19
5.4. Meßanordnung	20

	Seite
ERGEBNISSE	22
6.1. Übersicht über die Registrierungen	22
6.2. Ergebnisse der Vorversuche	23
6.3. Ergebnisse der Messungen an Schwangeren	24
DISKUSSION	30
ZUSAMMENFASSUNG	33
ANHANG	34
9.1. Abbildungen	34
9.2. Geräte-Verzeichnis	42
LITERATURVERZEICHNIS	43



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41533917_0082

1. EINLEITUNG

Zur Überwachung und Beurteilung des kindlichen, aber auch des mütterlichen Zustandes ante partum und sub partu ist es unerlässlich, kontinuierliche Meßwerte der fetalen Herzfrequenz (FHF) und der Wehentätigkeit des Uterus zu erhalten. Beide Parameter - FHF und Wehen - werden heute in den meisten geburtshilflichen Abteilungen als Kardiotokogramm (CTG) routinemäßig registriert (5).

Das antepartale CTG erlaubt einmal Aussagen über eine eventuelle vorzeitige Wehentätigkeit oder über das Fehlen von Wehen. Zum anderen liefert das Muster der Herzfrequenzänderungen Informationen über den Zustand bzw. das Adaptationsvermögen des Feten in ungünstigen Situationen. Seine Anwendung findet das vorgeburtliche Kardiotokogramm in der ambulanten Schwangeren-Vorsorge, bei der stationären Überwachung von Risikoschwangerschaften, wie z.B. Frühgeburtsbestrebungen und Tokolyse, und besonders beim Wehenbelastungstest (Oxytocin-Sensibilitäts-Test, OST).

Unter der Geburt läßt sich die Information über den kindlichen Zustand zum größten Teil - neben meist diskontinuierlich gemessenen Blutgaswerten - aus dem zeitlichen Verlauf, dem "Muster", der fetalen Herzfrequenz ablesen (6). Die simultane Registrierung der Wehentätigkeit bringt weitere Informationen, die sich aus dem zeitlichen Zusammenhang zwischen Wehe und Änderung der FHF ergeben. Außerdem kann anhand des Tokogramms der Geburtsverlauf bzw. -fortschritt sowie nach klinischer Erfahrung von HAMMACHER (7) die Ökonomie der Uterusarbeit beurteilt werden.

So bietet das CTG dem Geburtshelfer wesentliche Entscheidungshilfen bei der Überwachung der Schwangerschaft und für das Management der Entbindung (8, 1, 2).

GRUNDLAGEN DER BIOIMPEDANZ

1.1. Vorbemerkungen

An die Messung eines physiologischen Vorganges mit der Impedanz-Methode (IM) sollte man immer dann denken, wenn kein spezieller Transducer vorliegt. Insbesondere kann die IM dann angewendet werden, wenn das zu untersuchende physiologische Ereignis sich in einer Änderung eines Volumens, eines Dielektrikums oder einer Kapazität widerspiegelt. Dabei ist es möglich, sowohl kurzzeitige physiologische Änderungen, z.B. innerhalb eines Herzzyklus (9, 10, 11), als auch langzeitige Änderungen, wie z.B. die Entstehung eines Pleuraergusses oder Lungenödems (12) mit der IM zu messen.

1.2. Elektroden

Die IM bietet sämtliche Vorteile einer nicht invasiven Meßmethode. Dieses elegante Verfahren erfordert lediglich zwei oder mehr Elektroden, die leicht zu applizieren sind. Um eine homogene Stromdichteverteilung zu erzielen, wird eine der Ringform möglichst nahekommende Applikationsart der Elektroden angewendet. Weil ein spezieller Transducer nicht erforderlich ist, können häufig dieselben Elektroden und dieselben Impedanz-Apparaturen zur Messung verschiedenster Ereignisse eingesetzt werden. Wenn die Elektroden schmal genug sind, können sie ohne Modifikation bei verschiedenen Patienten zu verschiedenen Messungen verwendet werden und sind außerdem wenig belästigend. Die Elektroden sind weitgehend von Temperatur- und Luftdruckschwankungen unabhängig; die Ansprechzeit wird durch das zu messende Ereignis selbst bestimmt. Diese Eigenschaften gestatten es, die IM unter unterschiedlichen und wechselhaften Umgebungsbedingungen einzusetzen. Störende galvanische Potentiale, die bei metallischen Elektroden mit Elektrolyten entstehen, sind hierbei unterdrückt. Zudem erlaubt die Methode den Einsatz von schmalbandigen Verstärkern, wodurch ein günstiges

Signal/Rauschverhältnis erzielt werden kann. Die IM weist jedoch auch die häufig bei indirekten Meßmethoden auftretenden Nachteile auf; da nämlich das Signal in einem gewissen Abstand vom eigentlichen Ereignis abgeleitet wird, ist es oft schwer, das Signal in "wahren" physiologischen Einheiten zu eichen. Außerdem kann es zu "Überlagerungen" durch andere im Meßgebiet ablaufende physiologische Vorgänge kommen.

2.3. Sicherheitsbetrachtungen

Bei der IM fließt Strom durch das Meßgebiet, also durch lebendes Gewebe. Dieser Teil des Patienten ist somit Teil eines Stromkreises. Die charakteristischen Größen, die die Reizung von Gewebe durch Stromstöße beschreiben, können aus der Reizzeit-Stromkurve für das entsprechende Gewebe abgelesen werden.

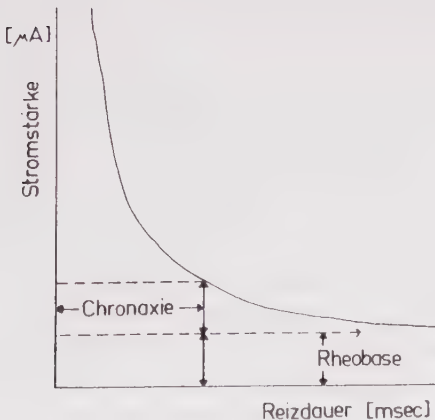


Abbildung 1: Reizzeit-Stromkurve

Die Kurven zeigen, daß bei schneller Wiederholung der Reize der Strom zur Stimulierung erhöht werden muß. Sehr kurze Reize können auch bei sehr hohen Intensitäten keine Stimulierung bewirken. Es kann aber zu lokalen Erhitzungen und Verbrennungen kommen. Um Stimulierungen zu reduzieren oder zu vermeiden, muß die Impulsfrequenz um ein Vielfaches kürzer als die Chronaxie sein (13).

GEDDES et al. (14, 15) bestimmten experimentell die Wahrnehmungsgrenze für Wechselstrom mit Elektroden, die am menschlichen Thorax fixiert waren. Diese Autoren fanden im wesentlichen, daß oberhalb von 300 Hertz (Hz) die Wahrnehmungsgrenze mit der Frequenz zunimmt, und weiterhin, daß zwischen der Wahrnehmungsgrenze und der Fläche der verwendeten Elektroden eine lineare Abhängigkeit besteht. Aus dem Gesagten ergibt sich, daß bei Verwendung eines hochfrequenten Wechselstromes und kleinflächiger Elektroden für den Patienten keine Gefährdung oder Mißempfindung durch die IM entsteht.

4. Der Meßkreis

Bei der IM wird das Gebiet, in dem das physiologische Ereignis gemessen werden soll, zwischen die Meßelektroden gebracht. Das Ereignis ändert die Stromdichte-Verteilung zwischen den Elektroden, was sich in einer Impedanz-Änderung manifestiert. Aus physikalischer Sicht ist die Impedanz der Wechselstromwiderstand eines Stromkreises; sie wird in der Einheit Ohm gemessen.

Aus biomedizinisch-technischer Sicht unterscheidet man bei der Anwendung der IM drei Möglichkeiten:

a) Prinzip der WHEATSTONE'schen Brücke

Bei diesem Meßprinzip wird die Oszillatorspannung U an zwei sich gegenüberliegenden Ecken einer WHEATSTONE'schen Brücke angelegt. Der Signalaufnehmer, der im Prinzip aus einem Meßverstärker und

einem Spannungsmesser besteht, ist mit den beiden anderen Ecken der Brücke verbunden (vgl. hierzu Abb. 2).

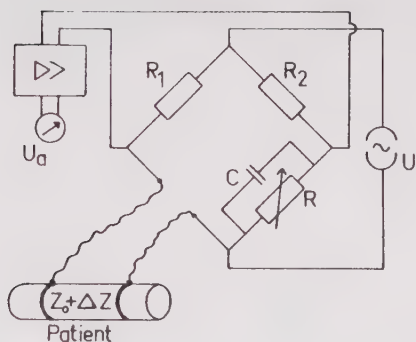


Abbildung 2: WHEATSTONE'sche Brücke

Der veränderliche Teil der Brücke besteht aus einem parallel oder seriell geschalteten Widerstand R und einer Kapazität C , über die die Brücke auf den Ausgangswert Z_0 abgeglichen werden kann. In abgeglichenem Zustand kann man aus dem RC-Glied die Parallelkomponenten des Gewebeelektrodenkreises ablesen. Durch das physiologische Ereignis wird die Impedanz Z_0 um ΔZ geändert, was als Spannungsänderung U_a gemessen wird. Das System ist stark abhängig von Z_0 , es sei denn, es gilt $R_1 \gg Z_0 + \Delta Z$; das wiederum gibt der Brücke die Eigenschaft einer Konstant-Stromquelle (3).

b) Mittels einer Konstant-Stromquelle

Bei dieser Methode wird über Widerstände R Strom aus einem Oszillator symmetrisch den Elektroden zugeführt. Das wesentliche hierbei ist, daß unter a) beschriebene Bedingung - Vorliegen eines konstanten Stromes - erfüllt ist.

c) Vier-Elektroden-System

Zur Messung von Impedanz-Änderungen werden bei dieser Methode vier Elektroden verwendet.

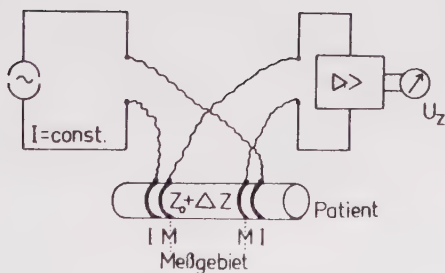


Abbildung 3: Vier-Elektroden-System

Über die stromzuführenden Elektroden I wird durch das zu untersuchende Gebiet ein in einer Konstant-Stromquelle erzeugter Wechselstrom I geleitet. Zwischen den beiden Elektroden I liegen zwei Meßelektroden M , die das eigentliche Meßgebiet abgrenzen. An den bei-

den Elektroden M kann eine Spannung U_z abgegriffen werden, die durch die Stromdichteverteilung im Meßgebiet bestimmt wird und die ein Maß für die Impedanz ist.

2.5. Anwendungsbeispiele

Die IM hat unter Bezeichnungen wie "Rheographie", "Elektro-Plethysmographie" u.ä. seit langem einen festen Platz in der klinischen Routine. Sie dient zur Untersuchung von Durchblutungsstörungen im Bereich der Extremitäten (3, 16) und auch des Schädels (3). In der letzten Zeit hat sie zunehmend auch Anwendung im Bereich des Thorax gefunden.

3. FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER ARBEIT

3.1. Impedanz-Messung und Uterusaktivität

Die Anwendung der Impedanz-Methode zur Feststellung relativ langsamer Flüssigkeitsverschiebungen im Bereich des Thorax wird von VAN DE WATER et al. (11) sowie von POMERANTZ et al. (12, 17) beschrieben. So beobachtete VAN DE WATER bei der schrittweisen Injektion von je 25 ml isotoner Salzlösung in den Pleuralspalt eines anästhesierten Hundes eine kontinuierliche Abnahme der Impedanz (vgl. hierzu Abb. 4).

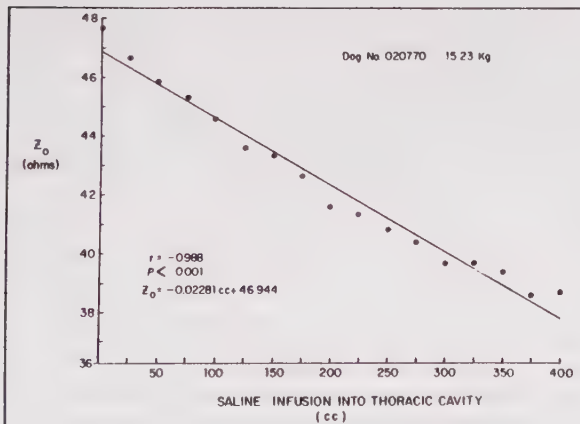


Abbildung 4

Hingegen fand sich bei der Punktion eines Pleuraergusses und der Aspiration des Punktates in 50 ml-Portionen bei einem Patienten eine deutliche Zunahme der transthorakalen Impedanz (vgl. hierzu Abb. 5).

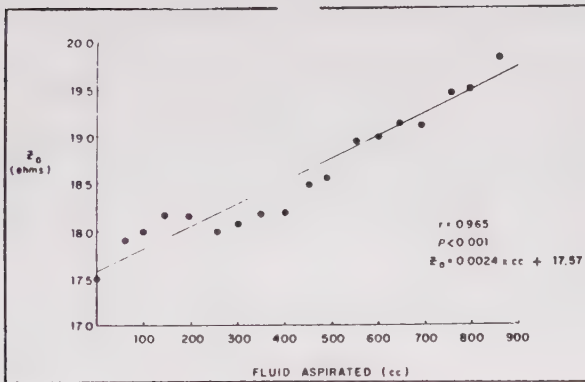


Abbildung 5:

Entsprechende Beobachtungen machte POMERANTZ beim Ablassen intrathorakaler Flüssigkeit bzw. bei der Ausbildung eines durch Alloxan induzierten künstlichen Lungenödems.

Über wehensynchrone Blutvolumenänderungen der uteroplazentaren Einheit wird von DOLEZAL u. HLAVATY (18), von LEES u. Mitarb. (19), von SCHEFFS u. Mitarb. (20) sowie von TURKIN (21) berichtet. SMYTH (22) fand auf mehreren, während verschiedener Phasen einer Wehe aufgenommenen Ultraschallbildern deutliche Volumenverschiebungen im Bereich des Uterus.

Somit war zu erwarten, daß diese während der Wehe auftretenden Volumenverschiebungen mittels transabdominaler Impedanz-Messungen erfaßt und registriert werden können.

In der vorliegenden Arbeit wird ein Verfahren zur Messung und Registrierung der transabdominalen Impedanz beschrieben. Die dabei erhaltenen Impedanz-Registrierungen werden näher untersucht und auf ihre Aussagekraft über die Uterusaktivität untersucht und die Eignung dieses Verfahrens für die klinische Tokographie überprüft.

2. Anforderungen an Tokographieverfahren

Die Einführung eines neuen Verfahrens in die klinische Routine ist nur dann sinnvoll, wenn es gegenüber den bisher verwendeten Methoden Vorteile oder Verbesserungen mit sich bringt.

Für die Tokographie bedeutet dies, daß ein neues Verfahren zur Wehenmessung folgende Bedingungen möglichst noch besser als die bisherigen Methoden erfüllen muß:

- a) Keine Gefahr oder Gefährdung für Kind, Mutter und medizinisches Personal.
- b) Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen bei geringer Störbarkeit und Störempfindlichkeit auch unter ungünstigen Bedingungen.
- c) Möglichst geringe Belästigung der Patientin (Gefühl der "Sicherheit" für die Patientin bei ständiger Überwachung ohne lästig oder beängstigend wirkende "Apparate").
- d) Gute Praktikabilität, einfache Handhabung bei Vorbereitung, Anschluß und Bedienung der Geräte.
- e) Niedrige Kosten in Anschaffung, Wartung, Unterhalt und laufendem Materialverbrauch.

Inwieweit die kontinuierlich registrierte transabdominale Impedanz diese Bedingungen erfüllt, soll - stets vergleichend bezogen auf

die zur Zeit verwendeten Routinetokographieverfahren - im folgenden nach einem kurzen Überblick über Theorie und Technik der Wehenmessung dargestellt werden.

WEHENMESSUNG

.1. Geschichte

Bereits vor über 100 Jahren waren von SCHATZ (23) Arbeiten über die Registrierung des intrauterinen Druckes zur Tokographie veröffentlicht worden. RECH (24) hat 1934 erstmals ein Tokographieverfahren veröffentlicht, das auch zur Langzeitanwendung geeignet war. Dennoch hat die apparativ durchgeführte kontinuierliche Tokographie erst in den letzten 10 Jahren größere Verbreitung, Anerkennung und Eingang in die klinische Routine gefunden. Bis dahin diente zur Beurteilung der Wehentätigkeit die auf das mütterliche Abdomen aufgelegte und den Uterus palpierende Hand der Hebamme oder des Geburtshelfers.

.2. Informationsgehalt

Ein ideales Verfahren zur Messung der uterinen Aktivität würde Aussagen über folgende Größen erlauben (vgl. hierzu Abb. 6).

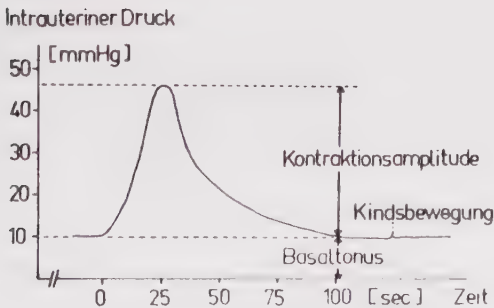


Abbildung 6: Ausschnitt aus einem "idealen Tokogramm"

a) Basaltonus oder Uterus-Ruhetonus

Dies ist der während der Wehenpause im Uterusinneren herrschende Druck. Er beträgt - je nach Geburtsfortschritt - zwischen 10 und 25 mmHg und wird nach jeder Wehe wieder erreicht.

b) Kontraktionsamplitude oder -intensität

Diese Größe gibt den während der Wehe maximal entwickelten Druck im Inneren des Uterus an. In der frühen Eröffnungsperiode liegt dieser Wert bei 40 mmHg, um in der späten Eröffnungsperiode bis auf 50 mmHg und während der Austreibungsphase auf Werte von 60 bis 100 mmHg anzusteigen.

c) Zeitlicher Verlauf oder "Form" der Wehe

Nicht nur die Dauer der Wehe, sondern auch der zeitliche Verlauf des Druckanstiegs und -abfalls ist für die Effektivität der Kontraktion von Bedeutung.

d) Frequenz der Wehen

Sie beträgt in der frühen Eröffnungsperiode etwa 3 / 10 Minuten, in der späten Eröffnungsperiode 4 / 10 Minuten und während der Austreibungsphase 5 / 10 Minuten.

Neben diesen die Uterusmotilität beschreibenden Parametern zeigen einige Methoden der Wehenmessung als "Zusatzinformation" Kindsbewegungen in Form kleiner, peak-artiger Änderungen des Basaltonus an. Die Kindsbewegungen und bestimmte danach auftretende Änderungen der FHF (sogenannte Dip O) ermöglichen einen weiteren Beitrag zur fetalen Zustandsdiagnostik (25, 26).

Ein Versuch, die Uterusmotilität mit einer Maßzahl auszudrücken, wurde mit der Einführung der Montevideo-Einheit (ME) von CALDEYRO-BARCIA (27) unternommen. Diese Maßzahl wird berechnet als das Produkt aus der Anzahl der Wehen pro 10 Minuten und der mittleren Kontraktionsamplitude dieser Wehen. Der Basaltonus und die Form

des Druckverlaufes - beides von Bedeutung, da mit dem Geburtsverlauf und der Effektivität der Wehen korreliert - gehen in diese Zahl jedoch nicht ein. Die Zahlenwerte liegen für diese Wehen der frühen Eröffnungsperiode bei 120 ME bis zu 250 ME für Austreibungswehen.

Eine andere Einheit zur Messung der Uterusaktivität wurde von HON et al. (28) angegeben. Zur Bestimmung dieser Maßzahl wird die Fläche unter der Intrauterin-Druck-Kurve laufend berechnet und entweder für die Einzelwehe angegeben oder als Ausdruck für die Gesamt-Uterusarbeit über den gesamten Geburtsverlauf aufsummiert. Die Dimension dieser Maßzahl ist die Torr-Minute.

3. Verfahren zur Wehenmessung

Es existiert eine große Anzahl von Veröffentlichungen über Methoden zur Messung und Registrierung der Uterusaktivität bei schwangeren Frauen. Im folgenden soll ein kurzer Überblick über einige Verfahren und ihre Vor- und Nachteile gegeben werden. Vgl. hierz die Abb. 7, die nach FISCHER (2) modifiziert wurde.

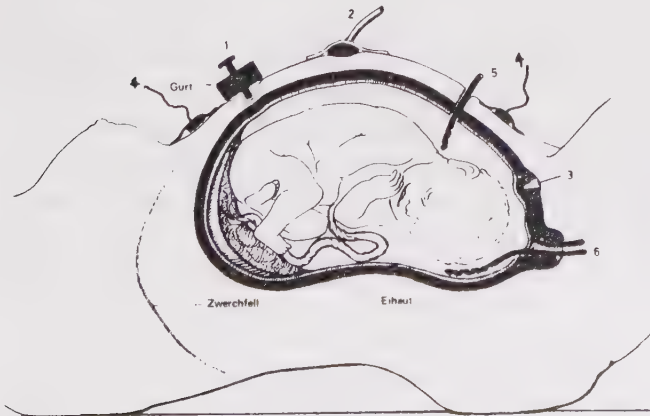


Abbildung 7: Verfahren zur Wehenmessung

a) Extern-mechanische Verfahren

Hierbei wird die Änderung der Wandhärte bzw. die "Aufrichtung" des Uterus während der Wehe durch ein auf der Bauchwand der Mutter befestigtes System aufgenommen und - je nach Methode - entweder direkt mechanisch, pneumatisch oder hydraulisch auf ein Schreibersystem übertragen (29, 30, 31) oder in ein elektrisches Signal umgeformt und einem Registriergerät eingegeben. Ein Teil der industriell gefertigten Wehenaufnehmer arbeitet nach dem Prinzip des "Tokometerbläschens" (Abb. 7, 2). Während der Wehe kommt es zu einem Druckanstieg in dem meist flüssigkeitsgefüllten Bläschen, der über einen entsprechenden Transducer ein analoges Signal zur Registrierung erzeugt. Einer anderen Gruppe von Wehenaufnehmern liegt ein anderes Prinzip zugrunde (Abb. 7, 1). Je nach Kontraktionszustand des Uterus wird der Tokometerstift mehr oder weniger tief in den mit einem Gummieriemen auf dem Abdomen der Mutter fixierten "Wehenkopf" hineingedrückt. In diesem Wehenkopf befindet sich eine Tauchspule, die je nach Eintauchtiefe des Stiftes ein wehenanaloges elektrisches Signal liefert. Anstelle der Tauchspule kann das Elektrische Signal auch erzeugt werden durch die Verformung eines Piezokristalles oder als Folge der Verstimmung eines Oszillatorkreises durch die Bewegung des Stiftes.

Ihrer leichten, nicht invasiven Anwendbarkeit zu jedem Zeitpunkt der Schwangerschaft verdanken diese extern-mechanischen Wehenaufnehmer ihre große Beliebtheit und Verbreitung. Von allen Tokographieverfahren sind die Kindsbewegungen hier am deutlichsten zu erkennen. Zudem bieten einige Fabrikate den zusätzlichen Vorteil, daß im selben Gehäuse eine Vorrichtung zur Aufnahme der FHF untergebracht ist. Gleichwohl sollte man die Nachteile nicht unbeachtet lassen. Die teilweise bis zu 200 g schweren Wehenköpfe, die relativ fest auf dem mütterlichen Abdomen fixiert werden müssen, führen besonders bei längerer Anwendung zu einer Belästigung der Patientin. Zudem ist die gelieferte Information nur eine relative Aussage. Absolute Druckwerte können nicht gemessen werden. Über

den Basaltonus, die Kontraktionsamplitude und den zeitlichen Verlauf der Wehe, hier insbesondere das Wehenmaximum, sind also nur indirekte Aussagen möglich. Der Wehenkopf liefert zwar bei konstanter Lokalisation lineare Meßergebnisse, diese sind jedoch von der Konstruktion des Signalaufnehmers und dem Applikationsort abhängig. In die Meßwerte gehen intra- und interindividuell unterschiedliche Größen wie die Wandhärte, Verformung und Aufrichtung des Uterus sowie die Härte oder Straffheit und die Dicke der mütterlichen Bauchdecken ein. Die mit extern-mechanischen Verfahren aufgenommenen Tokogramme sind im allgemeinen für die Klinik ausreichend; sind jedoch exakte Werte der Uterusaktivität erwünscht, so muß man sich der als nächstes beschriebenen Methode bedienen.

b) Intrauterine Druckmessung

Bei der intrauterinen Druckmessung werden als Ausdruck der Uterusaktivität die Drucke und Druckänderungen im Uterusinneren direkt gemessen. Der Signalaufnehmer kann ein Miniatur-Druckwandler sein, der direkt ein analoges elektrisches Signal liefert, oder ein flüssigkeitsgefüllter Katheter, der den Druck bzw. die Druckänderungen auf einen Druckwandler (Druckdose) überträgt (32). Unabhängig von seiner Konstruktion kann der Signalaufnehmer auf verschiedene Weise in das innere des Uterus eingebracht werden: transabdominal (Abb. 7, 5), transcervikal mit Lokalisation zwischen Uterusmuskulatur und Eihaut (intrauterin-extraamnial, Abb. 7, 3) und transcervikal-intraamnial (Abb. 7, 6). Die letztgenannte Applikationsart wird am häufigsten angewendet. Die intrauterine Druckmessung erlaubt exakte Aussagen über alle für die Beurteilung des Uterusaktivität wichtigen Parameter; die Kindsbewegungen sind jedoch im allgemeinen kaum erkennbar. Trotz der exakten Meßergebnisse hat diese Methode bisher keine sehr weite Verbreitung erfahren. Dies mag an den diesem invasiven Verfahren anhaftenden Nachteilen und Gefahren liegen: Verletzung bzw. Perforation, Infektion, kompliziertere Anwendbarkeit, die zudem dem Arzt vorbehalten ist.

c) Bioelektrische Verfahren zur Messung der Uterusaktivität.

aa) Ableitung der spontanen elektrischen Aktivität

Verschiedene Autoren berichten über Verfahren, bei denen die elektrische Spontanaktivität des Uterus als Elektromyogramm oder Elektrohysterogramm abgeleitet wird (Abb. 7, 4). Eine Vielzahl von Methoden wird beschrieben, die sich hinsichtlich der Anzahl, Art und Platzierung der Elektroden unterscheiden und zu recht unterschiedlichen Registrierungen führen (33, 34, 35, 36, 37). Bei keiner der uns bekannten Veröffentlichungen wird die Methode als für den klinischen Routinebetrieb geeignet beschrieben. Zudem ist zu berücksichtigen, daß Rückschlüsse von der elektrischen Aktivität auf die mechanische Aktivität eines Muskels problematisch sind.

bb) Ableitung der Änderung extern zugeführter Ströme

Über die Möglichkeit, eine Aussage über die Wehentätigkeit aus der Änderung der bioelektrischen Impedanz zu erhalten, existieren bisher nur wenige Arbeiten (38, 39, 40, 41, 42). Alle Autoren berichten über wehensynchrone Impedanzänderungen, die einzelnen Registrierungen erscheinen recht unterschiedlich. Zum Einsatz kamen bei diesen Messungen Geräte, die nach unterschiedlichen Prinzipien arbeiten; von uns wurde 1974 (43) über erste Erfahrungen mit einem 4-Elektroden-Gerät berichtet, welches bis dahin zur Impedanz-Tokographie noch nicht eingesetzt worden war.

MATERIAL UND METHODE

1. Impedanz-Gerät

Wir benutzten für unsere Messungen ein Impedanz-Gerät, das mit 4 Elektroden nach dem unter 2.4.c) beschriebenen Prinzip arbeitet. Dieses ursprünglich zur kardiopulmonalen und peripher-arteriellen Impedanz-Messung entwickelte Gerät (I) enthält eine Stromquelle, die einen konstanten hochfrequenten Wechselstrom von 5 mA und 100 kHz liefert. Es zeigt neben anderen Meßgrößen die Impedanz Z_0 digital in Ohm an und liefert ein analoges Spannungssignal an einen Registrier-ausgang, der mit einem Schreiber verbunden werden kann.

2. Elektroden

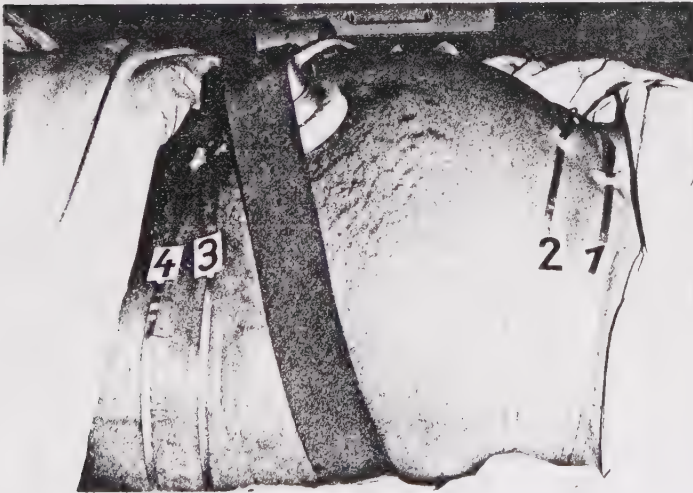


Abbildung 8: Elektrodenlage

Bei der Planung unserer Untersuchung gingen wir davon aus, den Uterus möglichst vollständig im Meßgebiet zu erfassen. So legten wir (vgl. hierzu Abb. 3 u. 8) die Meßelektroden M, bei unserem Gerät mit "2" und "3" bezeichnet, zirkulär um den Rumpf der Patientin, und zwar in Höhe des Fundus uteri ("2") bzw. 4 cm oberhalb der Symphyse ("3"). Die stromzuführenden Elektroden, bei unserem Gerät mit "1" und "4" bezeichnet, wurden jeweils 4 bis 5 cm cranial- bzw. caudalwärts davon aufgeklebt; die Elektrode "4" bei einigen Frauen am rechten oder linken Bein. Als Elektrodenmaterial verwendeten wir leichtes, selbstklebendes, gut hautverträgliches Band (II), das an der Klebeseite mit einem schmalen, der Haut der Patientin aufliegenden Aluminiumstreifen beschichtet ist, der die Stromleitung übernimmt. Mit kleinen Krokodilklemmen wurden die Elektrodenstreifen über ein vierpoliges, einzeln abgeschirmtes Kabel mit dem Impedanz-Gerät verbunden.

5.3. Durchführung der Messungen

Nach Vorversuchen in Form von Messungen der transabdominalen Impedanz bei freiwilligen nichtschwangeren Versuchspersonen begannen wir mit Messungen an Schwangeren. Nach Aufklärung über unser Vorhaben und über die Gefahrlosigkeit des Verfahrens wurden die Elektroden in der oben beschriebenen Weise aufgeklebt. Falls bei einer Patientin eine Periduralanästhesie vorgesehen war, wurden die Elektrodenbänder nicht vollständig zirkulär um den Rumpf herum aufgebracht, sondern es wurde beiderseits der Wirbelsäule ein Abstand von je 15 cm eingehalten, um den Anästhesisten jederzeit das Anlegen der Periduralanästhesie ohne Behinderung zu ermöglichen.

Die Impedanzmessung wurde stets zusätzlich zu einem der herkömmlichen im klinischen Einsatz bewährten Tokographieverfahren durchgeführt. Hierzu bedienten wir uns eines in der Klinik routinemäßig eingesetzten Kardiotokographiegerätes (III). Dieses Gerät registriert die Uterusaktivität entweder mit einem nach dem Prinzip des Tokometerstifts arbeitenden Wehenkopf (IV, V) oder mittels intrauteriner Druckmessung (Intrauterinkatheter VI, Druckwandler VII); außerdem wird natürlich die fetale Herzfrequenz gemessen.

5.4. Meßanordnung

Das mit dem Kardiotokographen aufgenommene Tokogramm und die Impedanz wurden auf je einem Kanal eines Zweikanal-Schreibers (VIII) aufgezeichnet. In einigen Fällen stand uns ein Mehrkanal-Schreiber (IX) zur Verfügung, hier zeichneter wir zusätzlich zum Tokogramm und zur Impedanz auch die fetale Herzfrequenz auf. Die Meßanordnung ist in Abb. 9 dargestellt.

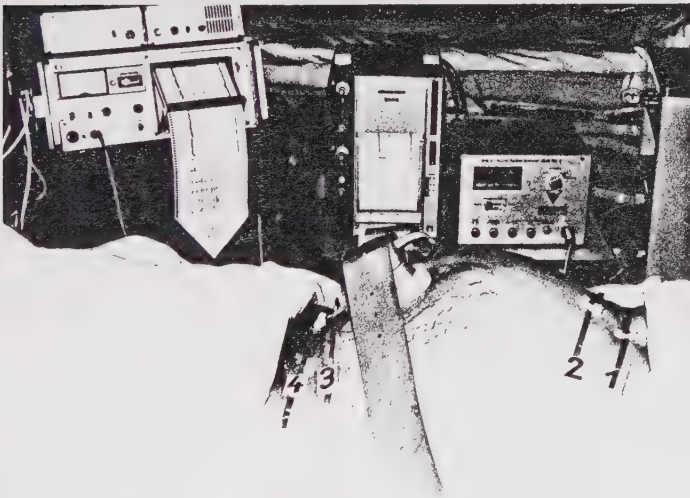


Abbildung 9: Meßanordnung

Hinter der Patientin, auf deren Abdomen der Wehenkopf (V) und die Impedanzelektroden befestigt sind, links das Kardiotokographiegerät (III), in der Mitte der Zweikanal-Schreiber (VIII) und rechts im Bild das Impedanz-Gerät (I).

Zur Beurteilung und Auswertung standen uns also von allen Messungen das Routinetokogramm und die Impedanz synchron und parallel kontinuierlich aufgezeichnet auf einem Papierstreifen zur Verfügung.

ERGEBNISSE

1. Übersicht über Registrierungen

Die Vorversuche wurden in Form von 10 Einzelmessungen mit einer Dauer zwischen 45 und 120 Minuten pro Messung an 10 freiwilligen nicht-schwangeren Versuchspersonen durchgeführt. Für die Messungen an Schwangeren wurde, um zur Auswertung zugelassen zu werden, eine Minstdauer von 45 Minuten pro Einzelmessung festgelegt. Zur Auswertung standen die Messungen an 36 Patientinnen unterschiedlichen Alters und unterschiedlicher Parität zur Verfügung. Eine Übersicht gibt die nachfolgende Tabelle; für diese Tabelle wurden nur jene Meßabschnitte berücksichtigt, während deren Verlauf sowohl die Impedanz, als auch das Routine-Tokogramm jeweils technisch einwandfrei registriert wurden.

Alter	Parität					
	Fälle	1 min	Fälle	2 min	Fälle	≥3 min
≤ 20	8	1540	0	0	0	0
21-30	12	2280	5	1000	5	950
≥ 31	2	205	2	550	2	290

Gesamtzahl: 36 Fälle, 6815 min

Tabelle 1: Übersicht über Fallzahlen
und Registrierzeiten

Da wir bei 3 Frauen wegen mehrfachen Kreißsaalaufenthaltes mehr als eine Messung vornahmen, beläuft sich die Zahl der Einzelmessungen auf 40.

12 Messungen wurden bei einem "Wehenbelastungstest" (Oxytocin-Sensibilitäts-Test, OST) durchgeführt. Ein weiterer OST ging in eine Geburtseinleitung über. In den übrigen 27 Fällen waren die Frauen zur Geburt bzw. zur Geburtseinleitung in den Kreißsaal aufgenommen worden. Bei 13 von diesen wurde die Impedanz bis unmittelbar zur Geburt registriert, bei den restlichen 14 Patientinnen wurde die Impedanz-Messung aus unterschiedlichen Gründen (Sectio, Nachtschlaf, technische Störungen) vor der Geburt beendet.

6.2. Ergebnisse der Vorversuche

Bei der Messung der transabdominalen Impedanz an nichtschwangeren Personen mit der unter 5.2. beschriebenen Elektrodenanordnung zeigte sich in Ruhe ein für jede Versuchsperson verschiedener, konstanter Wert für die Impedanz Z_0 . Lageänderungen aus der Rückenlage in die Links- bzw. Rechtsseitenlage oder umgekehrt führten zu geringgradigen Verschiebungen dieses Ruhewertes auf ein anderes, erneut konstantes Niveau.

Dagegen zeigten sich beim Heben bzw. Anwinkeln der Beine, beim Einziehen bzw. Hervorwölben des Bauches, bei der Bauchpresse, bei tiefer In- und Expiration sowie bei plötzlichen oder ruckartigen Bewegungen (z.B. Husten, Lachen) erhebliche, steil verlaufende, kurzdauernde Impedanz-Änderungen. Dies ist als Zeichen für die Empfindlichkeit und das schnelle Ansprechen des Verfahrens auf mit Volumenänderungen verbundene physiologische Ereignisse zu werten. Andererseits muß dies aber auch als ein Hinweis auf eine mögliche Störbarkeit bzw. Störanfälligkeit beim klinischen Einsatz angesehen werden. Im allgemeinen wurde bei den Vorversuchen nach derartigen "Ereignissen" das vorher bestehende Impedanz-Niveau wieder erreicht (vgl. hierzu die Abb. 11 und 12 im Anhang). Spontane Änderungen der Impedanz (Drift o.ä.) wurden während der Vorversuche nicht beobachtet.

3. Ergebnisse der Messungen an Schwangeren

Das Prinzip bei der Auswertung unserer Messungen war der Vergleich der Impedanz-Registrierungen mit den synchron aufgenommenen Routine-Tokogrammen, auf deren Verwendung als "Bezugsnormal" noch näher eingegangen werden muß.

Die intrauterine Druckmessung ist das ideale Bezugsnormal, da sich die Uterusaktivität hier am exaktesten widerspiegelt. Daher können nur aus dem Vergleich mit dem intrauterinen Druck exakte Angaben über die Aussagekraft und den Informationsgehalt eines anderen Tokographieverfahrens gewonnen werden. Der Vergleich mit einem über einen Wehenkopf registrierten Tokogramm erscheint problematisch, da hier ein indirektes Verfahren, das selbst nur relative Aussagen liefern kann, zur Normierung herangezogen wird. Dennoch ist auch ein externes Tokogramm als Bezugsnormal verwendbar, wenn man sich stets seiner "Relativität" bewußt ist und von diesem Bezugsnormal nicht mehr erwartet, als es an Information enthält.

Als Bezugsnormal stand uns die intrauterine Druckmessung nur bei einem sehr kleinen Teil der Registrierungen unter der Geburt zur Verfügung (67 Wehen, 185 Minuten Registrierung). Der größte Teil der Routine-Tokogramme unter der Geburt war mit einem Wehenkopf (IV oder V) aufgenommen worden (1.375 Wehen, 5.395 Minuten Registrierung). Bei den Wehenbelastungstests war das Tokogramm stets mit dem kombinierten Phonokardiogramm-Wehenkopf (V) registriert worden (323 Wehen, 1.420 Minuten Registrierung).

Im Idealfall hätte man erwarten dürfen, daß während der gesamten Meßzeit jeder Wehe im Routine-Tokogramm eine entsprechende Impedanz-Änderung hätte zugeordnet werden können. Das Verhältnis Impedanz-Wehen zu Tokogramm-Wehen lag in Wirklichkeit jedoch unter 1. Die genauen Angaben der Wehenzahlen sind in den nachfolgenden Tabellen dargestellt, und zwar getrennt für die OST-Messungen und die Geburts-Messungen sowie für alle Messungen.

		Impedanz	
		Wehe	keine W.
Routine-Tokogramm	Wehe	305	18
	keine W.	70	
		393 W.	

		Impedanz	
		Wehe	keine W.
Routine-Tokogramm	Wehe	1362	80
	keine W.	1	
		1443 W.	

		Impedanz	
		Wehe	keine W.
Routine-Tokogramm	Wehe	1667	98
	keine W.	71	
		1836 W.	

OST-Messungen Geburts-Messungen alle Messungen

Tabelle 2

Zur Berechnung dieser Zahlenwerte wurden nur jene Registrierabschnitte herangezogen, während derer das Routine-Tokogramm und die Impedanz-Messung gleichzeitig technisch einwandfrei aufgezeichnet wurden. Wenn beispielsweise beim Anlegen einer Periduralanästhesie das Kardiotokographiegerät nicht eingeschaltet war, so wurde der entsprechende Abschnitt der Impedanz-Kurve dieser Auswertung nicht zugeführt.

Bei der eben dargestellten Betrachtungsweise werden diejenigen Meßperioden nicht berücksichtigt, während derer in beiden Registrierungen keine Wehen beobachtet wurden. Dies ist zum Beispiel häufig der Fall zu Beginn eines OST's oder einer Geburtseinleitung vor Wirkungseintritt des Oxytocins oder bei Tokolyse. Das Fehlen von Wehen in beiden Verfahren kann aber ohne weiteres genauso wie das gleichzeitige Auftreten von Wehen als Übereinstimmung angesehen werden. Den Versuch, diese wehenlosen Meßperioden auch zu erfassen und darzustellen, zeigt das nachfolgende Viererfeld, in dem die Registrierzeiten nach den Kriterien "wehenhaltig" oder "nicht wehenhaltig" eingeordnet wurden, in dem die einzelnen Messungen in Einzelabschnitte eingeteilt und auf das Vorhandensein von Wehen untersucht wurden. Würde man die Zahlenwerte in dieser Tabelle 3 einer statistischen Analyse unterziehen, so würde sich sicher ein günstiges Ergebnis für die Impedanz-Messung ergeben. Diese Minutenzahlen dürfen einer solchen Analyse jedoch nicht zugeführt werden, da sie die Wehenanzahl, welche die eigentlich interessierende Größe ist, nur indirekt widerspiegeln.

Bei der vorangegangenen Berechnung der Treffsicherheit der Impedanz-Messung zur Erfassung von Wehen waren die intrauterine Druckmessung und die externe Tokographie gleichermaßen gut geeignet.

		Impedanz	
		Wehe	keine W.
Routine-Tokogramm	Wehe	5410	214
	keine W.	291	900

insgesamt: 6815 min

Anders verhält es sich, wenn der Informationsgehalt untersucht werden soll. Hier kann bezüglich der Uterusaktivität nur der Vergleich mit der intrauterinen Druckmessung exakte Aussagen liefern. Enthielte die Impedanz-Messung die gleichen Informationen wie die intrauterine Druckmessung, müßten die Registrierungen beider Signale exakt oder zumindest weitgehend parallel verlaufen. Dann wäre eine Impedanz-Kurve nach den gleichen Regeln zu interpretieren wie eine intrauterine Druckkurve und würde die gleichen Aussagen über die Uterusaktivität erlauben. Um zu zeigen, daß dies nicht der Fall ist, genügen die relativ kurzen Registrierabschnitte, während derer der intrauterine Druck als Vergleichsgröße gemessen wurde. Trotz stellenweiser guter Übereinstimmung zwischen Impedanz- und Druckkurve besteht der geforderte parallele Verlauf nicht. So zwingen diese Abschnitte mit nicht parallelem Verlauf zu der Aussage, daß Rückschlüsse von der Impedanz auf den intrauterinen Druck nicht möglich sind (vgl. Abb. 14 im Anhang).

Bezüglich der Aussagen über Kindsbewegungen ist das externe Tokogramm als Vergleich heranzuziehen. In unseren Tokogrammen war es nicht möglich, Kindsbewegungen eindeutig und sicher aufzufinden; so kann wegen der Unsicherheit im Bezugsnormale keine Angabe über die Eignung der Impedanz-Messung zum Auffinden von Kindsbewegungen gemacht werden.

Um eine Impedanz-Änderung als Wehe identifizieren zu können, muß die Amplitude des wehensynchronen Impedanz-Anstieges deutlich größer sein als die Schwankungen der Grund-Impedanz, der "Null-Linie". Derartige nicht wehenbedingte Schwankungen können infolge von Bewegungen, Atemexkursionen, kurzzeitigen Lageänderungen und anderen derartigen auf die Impedanz-Werte Einfluß nehmenden Ereignissen auftreten. Zur Untersuchung der Amplitudengröße wurden alle wehensynchronen Impedanz-Änderungen nach der Größe ihrer Amplitude erfaßt und in Klassen eingeteilt. In der folgenden Abb. 10 ist dies dargestellt.

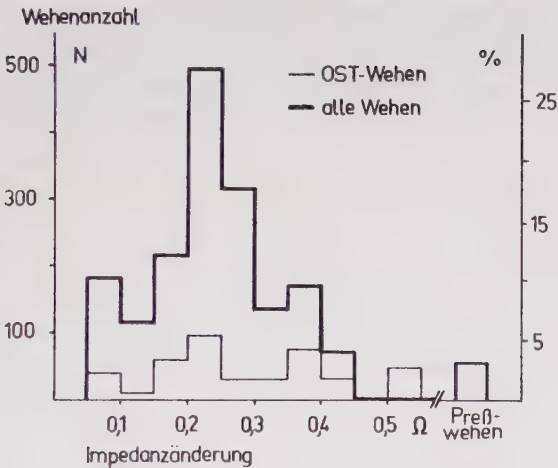


Abbildung 10: Amplitudenwerte der wehensynchronen Impedanz-Änderungen

Auf der x-Achse ist die Impedanz-Änderung in "Amplituden-Klassen" aufgetragen; die erste Klasse enthält alle Änderungen unter $0,1 \Omega$, die Klassenbreite der folgenden Klassen beträgt $0,05 \Omega$. Die Preßwehen, die betragsmäßig oft nur schwer erfassbar sind, sind in einer zusätzlichen Klasse dargestellt. Auf der linken Ordinate ist die Wehenanzahl in absoluten Zahlenwerten, auf der rechten Ordinate in Prozent aufgezeichnet. Mit der dick ausgezogenen Linie sind jeweils alle Wehen, mit der dünnen Linie die Wehen aus den OST-Registrierungen dargestellt; die Differenz beider Werte ergibt die Wehen aus den Geburtsregistrierungen.

Zur sicheren Identifizierung einer Impedanz-Änderung als Wehe ist eine Amplitude von größer als $0,2 \Omega$ erforderlich; dieser Wert wird bei insgesamt 1.234 Wehen (entsprechend 71 %) erreicht. Unter günstigen Bedingungen - ruhig liegende Patientin, gleichmäßige Atmung - sind auch bei niedrigeren Amplituden sichere Aussagen möglich; im Routinebetrieb darf man diese Bedingungen allerdings nicht allzu oft erwarten.

DISKUSSION

Die mit dem Ziel der Aufzeichnung der Uterusaktivität durchgeführte transabdominale Impedanz-Messung liefert im allgemeinen sehr zufriedenstellende Ergebnisse. Besonders im Vergleich zu den Ergebnissen anderer Autoren (40), die derartige Impedanz-Messungen vornahmen, erscheinen unsere Registrierungen den mittels Routine-Verfahren abgeleiteten Tokogrammen sehr ähnlich (vgl. hierzu die Abb. 13 u. 14 im Anhang).

Dieser äußere Anschein darf jedoch nicht dazu verleiten, der Impedanz-Messung auch die gleiche Wertigkeit als Tokographieverfahren zu verleihen. Die Vor- und Nachteile der transabdominalen Impedanz-Messung als Methode zur Wehenmessung sollen im folgenden erörtert werden.

Die Treffsicherheit dieses Verfahrens ist recht hoch. Aus der Tab. 2 geht hervor, daß die weitaus meisten Wehen von der Impedanz-Messung ebenso gut erfaßt werden wie von den Routine-Tokographieverfahren. Nur eine recht kleine Anzahl von Wehen im Routine-Tokogramm war nicht mit einer Impedanz-Änderung verbunden. Eine noch kleinere Anzahl war mit der herkömmlichen Wehenmessung nicht, wohl aber als Impedanz-Änderung erfaßt worden. Die Versagerquote des Routine-Tokographieverfahrens ließe sich sicherlich noch durch günstigere oder gezieltere Applikation des Wehenkopfes verringern. Entsprechendes ist für die transabdominale Impedanz-Messung nicht möglich, da unter Berücksichtigung des unter 5.2. gesagten die Anordnung der Elektroden kaum variabel ist.

Ein weiteres wichtiges Kriterium bei der Überprüfung eines neuen Verfahrens ist eine Störanfälligkeit. Die recht große Störanfälligkeit bzw. Störbarkeit hatte sich bei den Vorversuchen bereits angedeutet und bei den Messungen an Schwangeren bestätigt. Plötzliche Bewegungen, Lageänderungen usw. wirken sich in der Impedanz-

Kurve in wesentlich größeren Störimpulsen aus als auf den anderen Tokogrammen. Bei den Veränderungen infolge von Lageänderungen muß man jedoch auch an physiologische Vorgänge denken, denen kein Störcharakter zukommt (44). Weitere Möglichkeiten für Störungen ergeben sich aus Kontaktstörungen, hervorgerufen durch das Ablösen der Klebeelektroden infolge von starker Schweißsekretion oder häufigen Bewegungen der Patientin.

Der Informationsgehalt der transabdominalen Impedanz-Messung für die Beurteilung der Uterusaktivität entspricht dem der externen Tokographie, es sind nur relative Angaben möglich. Da die Impedanz-Kurven also keine Angaben über den intrauterinen Druck ermöglichen, so ist zu überlegen, ob diese Kurven nicht andere Informationen über andere physiologische Vorgänge im und am Uterus enthalten; naheliegend sind hier Flüssigkeits- oder Volumenänderungen. Zunächst ist hier an das Fruchtwasser zu denken, dessen Menge und Verschiebung während der Wehe sich in nicht unerheblichem Maße in den Impedanz-Werten widerspiegelt. Für den Geburtshelfer interessante mit dem Fruchtwasser im Zusammenhang stehende pathologische Veränderungen (Hydramnion, Veränderung der Zusammensetzung, vorzeitiger Abgang) lassen sich jedoch mit anderen Methoden als der Impedanz-Messung besser oder einfacher feststellen, sodaß weitere Überlegungen in dieser Richtung nicht sinnvoll erscheinen. Von weitaus größerer Bedeutung wäre es, wenn die Impedanz-Messung Aussagen ermöglichen würde über Blutvolumina bzw. die Durchblutung des Uterus. Sicher gehen auch die Vorgänge bei den wehensynchronen Änderungen der Uterusdurchblutung in die Impedanz-Kurve ein. Umfangreiche und teilweise sehr subtile Untersuchungen anderer Autoren (21, 45, 46) haben jedoch gezeigt, daß zur Erzielung zufriedenstellender Messungen der Uterusdurchblutung gezieltere Meßverfahren erforderlich sind als das von uns verwendete.

Die Anwendung der transabdominalen Impedanz-Messung ist zu jedem Zeitpunkt der Schwangerschaft möglich. Sie ist nach den bisher vor-

liegenden Untersuchungen nicht mit einer Gefährdung oder einem Risiko verbunden, wie unter 2.3. gezeigt wurde. Die Belästigung für die Patientin ist durch die gut hautverträglichen, kaum spürbaren Elektrodenstreifen gering; dies ist für länger dauernde Registrierungen, wie sie z.B. bei Langzeitüberwachung von Tokolysen vorkommen, von Vorteil. Eine ähnlich geringe Belästigung läßt sich jedoch auch bei der Registrierung des externen Tokogramms durch Anwendung leichter Wehenköpfe erzielen. Die praktische Handhabung des Meßverfahrens ist unkompliziert, die Elektrodenbänder sind leicht aufzukleben und anzuschließen, das Impedanz-Gerät leicht zu bedienen. Für kurzdauernde Untersuchungen, wie sie in der Schwangeren-Ambulanz zur Kontrolle der Wehentätigkeit und der fetalen Herzfrequenz häufig vorkommen, ist die Applikation der Elektrodenbänder jedoch wesentlich umständlicher und zeitraubender als die Benutzung eines Wehenkopfes, der bei entsprechender Bauform gleich auch die fetale Herzfrequenz mitregistriert.

Aus all diesen Überlegungen ergibt sich, daß die transabdominale Impedanz-Messung ein durchaus geeignetes und elegantes Verfahren zur Tokographie darstellt. Eine Propagierung oder Einführung als Routine-Tokographieverfahren erscheint jedoch nicht sinnvoll, da die Impedanz-Tokographie im Vergleich zu den zur Zeit als Routine-Verfahren eingesetzten Methoden keine Vorteile oder Verbesserungen mit sich bringen würde.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Nach einer kurzen Einführung und Erläuterung zur Impedanz-Methode und zur Methodik der Wehenmessung wird über Untersuchungen berichtet, bei denen an 36 Schwangeren vor und unter der Geburt transabdominale Impedanz synchron zu einem mittels Routine-Verfahren abgeleiteten Tokogramm registriert wurde. Insgesamt wurden während einer Registrierzeit von 6.815 Minuten 1.836 Wehen aufgezeichnet. Dabei zeigte sich eine hohe Trefferquote der Impedanz-Messung bei weitgehend guter Übereinstimmung zwischen Impedanz-Kurve und Tokogramm. Eine quantitative Aussage über die intrauterinen Druckwerte ist aus den Impedanz-Werten nicht zu entnehmen; über das Ansprechen des Verfahrens auf Kindsbewegungen können keine Angaben gewonnen werden. Die Gründe, die die transabdominale Impedanz-Messung in der beschriebenen Weise als Routine-Tokographieverfahren wenig geeignet erscheinen lassen, werden diskutiert.

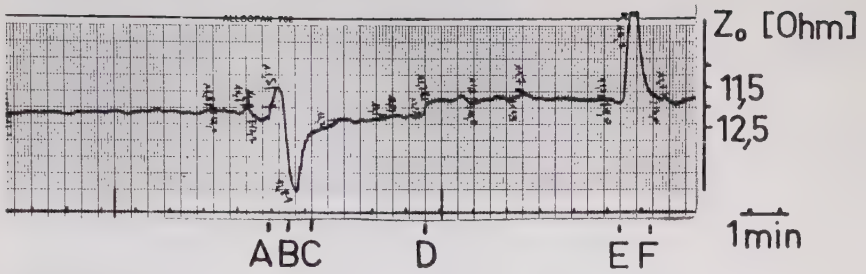


Abbildung 11

A: tiefe Inspiration } Bauchatmung
 B: tiefe Expiration }
 C-D: Bauchpresse
 E-F: Hochheben der Beine

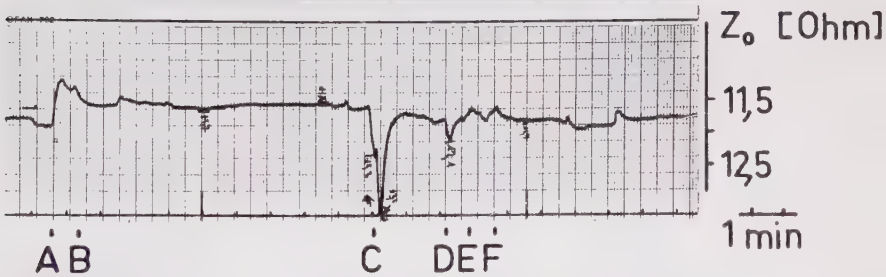


Abbildung 12

A-B: Aufsitzen, anschl. Linksseitenlage
 C: tiefe Expiration
 D,E,F: Bewegungen (Unterhaltung, Lachen)

$Z_0[\Omega\text{hm}]$

95
85
75

1min

Patientin M.T.
17 jährige Erstpara
2 Tage nach dem
errechneten Termin

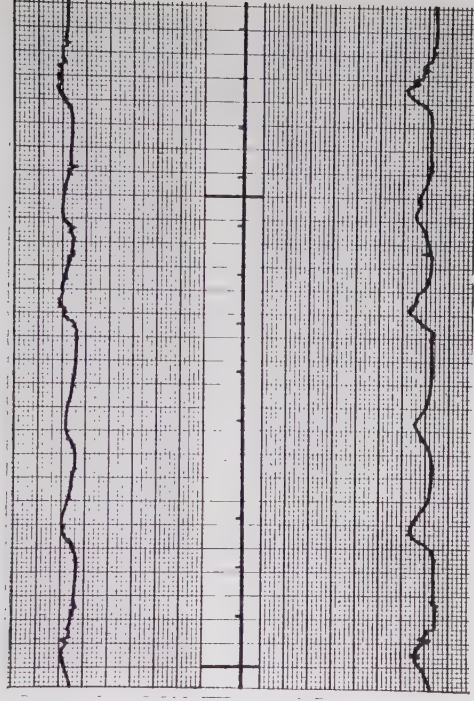


Abbildung 13

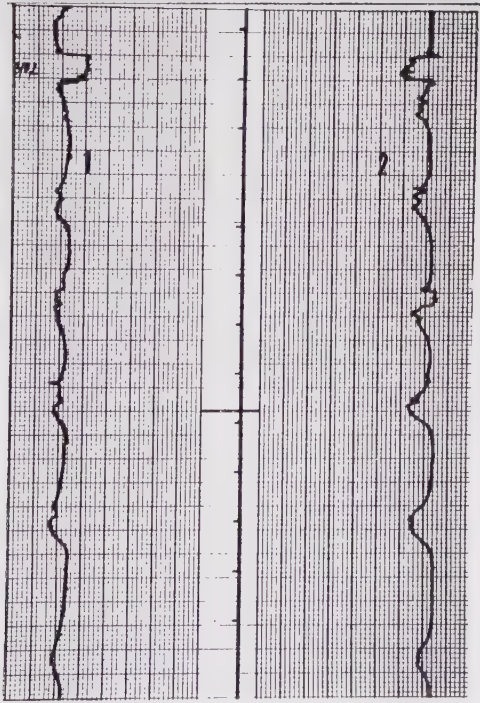
obere Kurve: Impedanz
untere Kurve: ext. Tokogramm

Linksseitenlage (LSL)
3 mE Syntocinon
MM 4.5 cm VT Kopf - 3
Katheter-Périduralanästhesie

Ba

Z_o [Ohm]

9,5
8,5
7,5

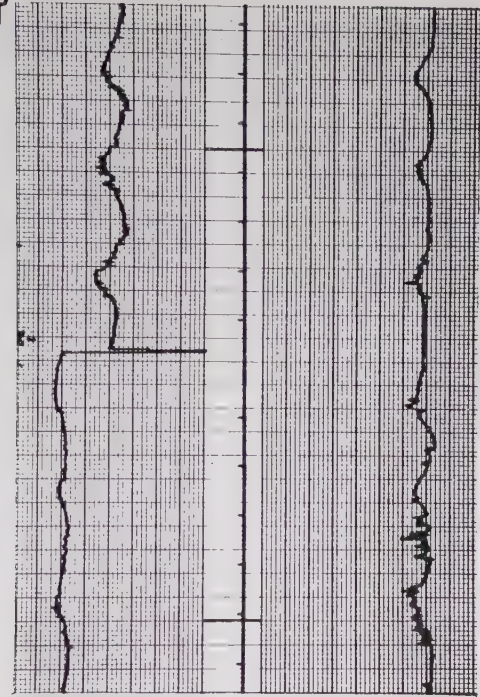


(LSL)

Bewegung

vag. Unt. MM 4-5cm
13b

Z_o [Ohm]
9,0
8,5



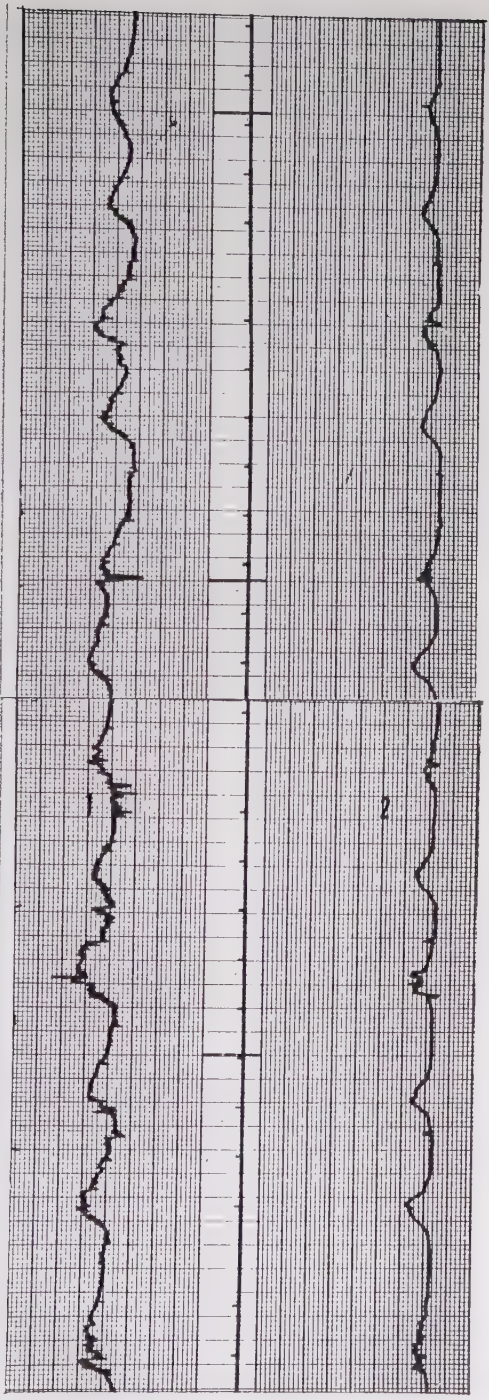
4mE Syntocinon

Impedanz - Neueichung
Nulllinienverschiebung

13c

Z₀ [Ohm]

90
8,5



(L.S.L.)

8 ml 0,25%
Carbostesin

Bewegungen

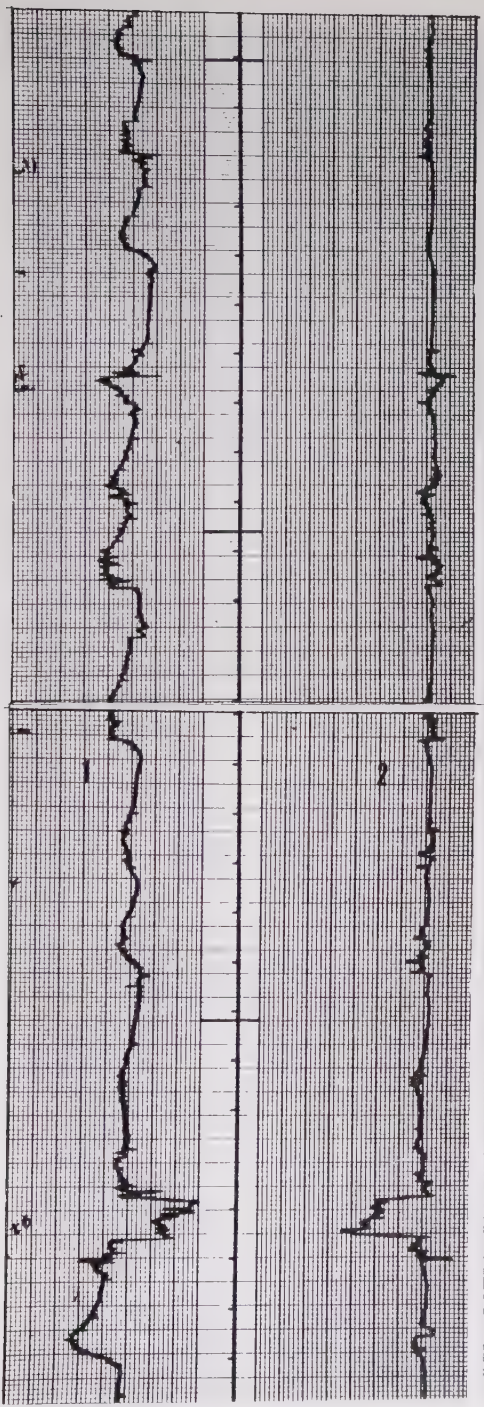
Bewegung

13d

13e

Z_o [Ohm]

9,0
8,5
8,0



(LSL)

vag Unt.
MM 7-8 cm, straff

5mE Syntocinon

Lageänderung d.
Wehenkopfes

Unruhe infolge
Schmerzen

13f

13g

Z₀ [Ohm]

- 39 -



Rückenlage/Rechtsseitenlage (RSL) + Sitzen + RSL

vag. Unt.

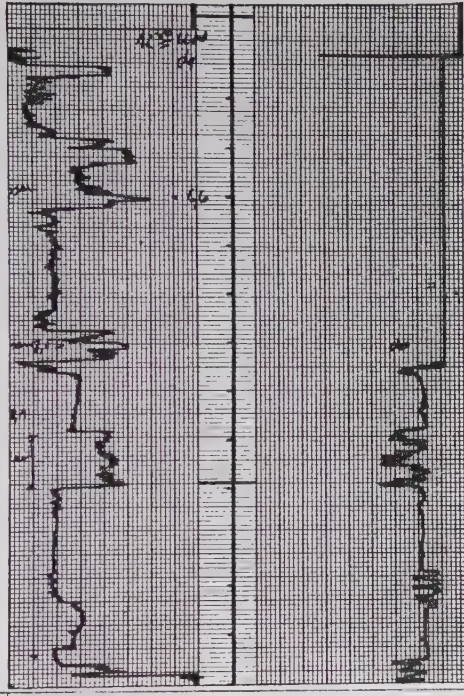
MM vollst.

Katheterismus

16ml 0,125%

Carbostesin

13h



Rückenlage

Pressen Partus

Drücken Pressen

13i

Patientin L.E.
28 jährige Erstpara

FHF [bpm]

140
100

IUD [mmHg]

50
0

1 min

Z₀ [Ohm]

100
95

Abbildung 14

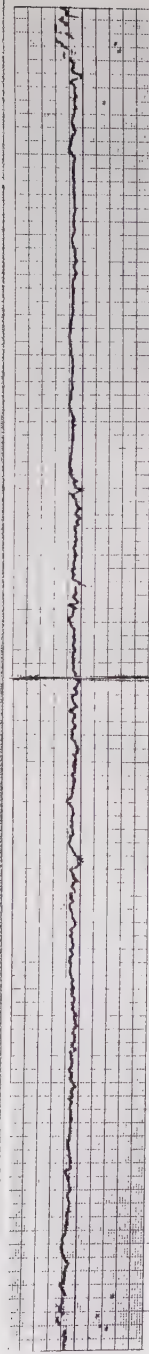
obere Kurve: fetale Herzfrequenz
mittlere Kurve: intrauteriner Druck
untere Kurve: Impedanz

Rechtsseitenlage (RSL) — Rückenl.
MM 4-5 cm
VT Kopf-2

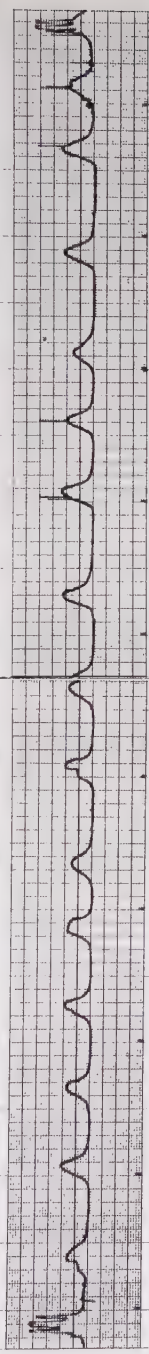
Impedanz-
Neueichung

14a

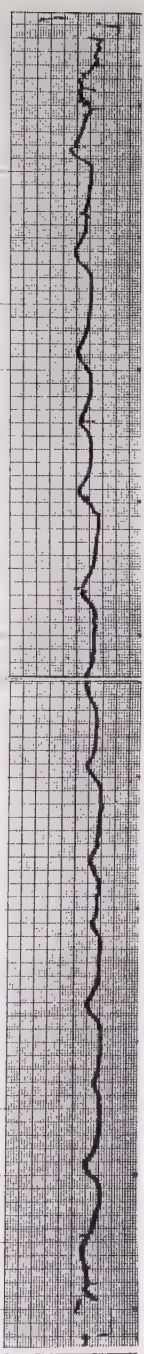
FHF
140
100



IUD
50
0



Z₀
95
90



(RSL) —
Drücken

Drücken
45 min vor Partus
14c

14b

9.2. Geräteverzeichnis

- I Minnesota Impedance Cardiograph,
 Fa. Instrumentation for Medicine Inc. (IFM)

- II Cardiograph Elektrode Tape,
 Fa. IFM

- III Hewlett-Packard Kardiotokograph HP 8020 A

- IV Hewlett-Packard Labor-Transducer HP 15136 A

- V Hewlett-Packard Combined-Transducer HP 15105 A

- VI Hewlett-Packard Physiological Pressure Transducer HP 1280 B
 Hewlett-Packard Transducer Adapter HP 15137 A

- VII Hewlett-Packard Disposable Intrauterine Pressure Monitoring
 mit HP 14099 A

- VIII Zweikanal-Schreiber Alcoscript EN 216

- IX Sechskanal-Schreiber Beckmann-Offner

LITERATURVERZEICHNIS

1. MOSLER, K.H. Fetale Herzaktion und Tokographie
Berlin-New York, 1972
2. FISCHER, W.M. (Hrsg.) Kardiokardiographie
Stuttgart, 1973
3. KAINDL, F. Rheographie, 2. Auflage
POLZER, K. (Bd. 18 der Kreislauf-Bücherei)
SCHUHFRIED, F. Darmstadt, 1967
4. IRNICH, W. Einführung in die Bioelektronik
Stuttgart, 1975
5. WAGNER, K. Ergebnisse einer Umfrageaktion über die
Versorgung des Kindes in der Bundes-
republik und West-Berlin im Jahre 1971.
In: DUDENHAUSEN, J.W., SALING, E.
Perinatale Medizin, Bd. IV
Stuttgart, 1973
6. MORGENSTERN, J. Eine Methode zur Bewertung der
Kardiokardiographie
Med. Habil., Düsseldorf, 1976
7. HAMMACHER, K. Persönliche Mitteilung
8. JUNGE, H.D. Grundlagen der kardiokardiographischen
Überwachung während Schwangerschaft
und Geburt.
Med. Klin. 70 (1975) 781-797

9. KUBICEK, W.G.
KARNEGIS, J.N.
PATTERSON, R.P.
WITSOE, D.A.
MATTSON, R.H.
Development and Evaluation of an
Impedance Cardiac Output System.
Aerospace Medicine Dec. (1966) 1208-1212
10. KUBICEK, W.G.
PATTERSON, R.P.
WITSOE, D.A.
Impedance Cardiography as a Noninvasive
Method of Monitoring Cardiac Function
and Other Parameters of the Cardio-
vascular System.
Ann. N.Y.Acad.of Sciences 170 (1970)
724 - 732
11. VAN DE WATER, J.M.
PHILIPS, P.A.
THOVIN, L.G.
WATANABE, L.S.
LAPPEN, R.S.
Bioelectric Impedance.
Arch. Surg. 102 (1971) 541-547
12. POMERANTZ, M.
DELGADO, F.
EISEMAN, B.
Clinical Evaluation of Transthoracic
Electrical Impedance as a Guide to
Intrathoracic Fluid Volumes.
Ann. Surg. 171 (1970) 686-691
13. NYBOER, J.
Electrorheometric Properties of Tissues
and Fluids.
Ann. N.Y. Acad.Sciences 170 (1970)
410 - 421
14. GEDDES, L.A.
BAKER, L.E.
MOORE, A.G.
GOULTER, T.W.
Hazards in the Use of Low Frequencies
for the Measurement of Physiological
Events by Impedance.
Med. & Biol. Eng. 7 (1969) 289-296

21. TURKIN, V.N. Specific Features of the Dynamics of
Different Segments of the Uterus During
Physiological Labours.
Akush. Ginekolog. 49 (1973) 7 - 13
22. SMYTH, C.N. Biomechanics of Uterine Action.
The Lancet (1973) 208 - 209
23. SCHATZ, F. Beiträge zur physiologischen Geburts-
kunde.
Arch. Gynäk. 3 (1872) 58, 174
24. RECH, W. Ein neues Verfahren zur selbsttätigen
fortlaufenden Registrierung der Wehen-
tätigkeit.
Arch. Gynäk. 157 (1934) 458
25. HAMMACHER, K. Foetal Heart Frequency and Perinatal
HÜTER, K.A. Condition of the Foetus and Newborn.
BOKELMANN, J. Gynaecologia 166 (1968) 439
WERNERS, P.H.
26. HAMMACHER, K. über die Auswertung und Dokumentation
WERNERS, P.H. von CTG-Befunden.
Gynaecologia 166 (1968) 410
27. CALDEYRO+BARCIA, R. A Quantitative Study of the Action of
SICA-BLANCO, Y. Synthetic Oxytocin on the Pregnant
POSEIRO, J.J. Human Uterus.
GONZALEZ PANIZZA, V. J. Pharmacol. Exp. Ther. 121 (1957) 18
MENDEZ-BAUER, C.
FIELITZ, C.
ALVAREZ, H.
POSE, S.V.
HENDRICUS, C.H.

28. HON, E.H. Quantitation of Uterine Activity.
PAUL, R.H. Obstet. and Gynec. 42 (1973) 368 - 370
29. PRONIN, V.F. Instrument for Measuring the Contractile
Activity of the Uterus.
Biomedical Eng. (New York) 7 (1974)
212 - 215
30. PERSIANOV, L.S. Modern Methods and Prospects of Using
FILIMONOV, V.G. Electronic Apparatus in Obstetrics.
KHASIN, A.Z. Biomed. Eng. (New York) 7 (1974)
201 - 204
31. HILLER, U. Kann der intrauterine Druck durch die
Methode der externen Tocographie
quantitativ bestimmt werden?
Med. Diss., Mainz (1961)
32. NEUMANN, M.R. Validity of Intrauterine Pressure
JORDAN, J.A. Measurements with Transcervical Intra-
ROUX, J.F. Amniotic Catheters and an Intra-Amnio-
KNOKE, J.D. tic Miniature Pressure Transducer During
Labor.
Gynec. Invest. 3 (1972) 165 - 175
33. WOLFS, G. Electrical and Mechanical Activity
ROTTINGHUIS, H. of the Human Uterus During Labour.
Arch. Gynäk. 208 (1970) 373 - 385
34. WOLFS, G. An Electromyographic Study of the
VAN LEUWEN, M. Human Uterus During Labour.
ROTTINGHUIS, H. Obstet. and Gynec. 37 (1971) 241-246
BOELES, J.T.F.

35. FREUNDLICH, J.J.
WINGATE, M.B.
An Evaluation of an External Electro-
myographic System for Recording Uterine
Contractions During Labour.
Am. J. Obstet. Gynec. 116 (1973)
822 - 826
36. JARAKOV, L.
NEDELTSCHewa, E.
Elektrohysterographische Untersuchungen
bei normaler Wehentätigkeit.
Zbl. Gynäk. 95 (1973) 876 - 885
37. SAKAGUCHI, M.
NAKAJIMA, A.
Electromyogram of the Human Uterus in
Labor.
J. of Applied Physiology 35 (1973)
423 - 426
38. GRYAZNOVA, I.M.
VARTAPETOVA, V.G.
ZDANOWSKY, V.M.
The Employment of Rheography for
Evaluating the State of Uterine Circu-
lation During Pregnancy and without
the Latter.
Akush. Ginekolog. 45 (1969) 3 - 6
39. NYBOER, J.
KORNMESSEr, J.G.
Electrical Impedance of the Abdomen
During Maternal Labor.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 170 (1970)
801 - 803
40. MORIN, P.
DANMAVILLE, J.C.
SIDOR, W.
DEGONDE, J.
POLLAK, M.H.
Une nouvelle méthode d'étude de la
contraction utérine. La mesure d'im-
pédance.
Bull. Fed. Soc. Gynéc. Obstét. Franc.
23 (1971) 5 - 10

41. SYROVATKO, F.A.
PILIPENKO, N.V.
The Relationship Between the Uterine
Electroplethysmogram and Mechanogram
in Labour.
Akush.Ginekolog. 49 (1973) 24 - 26
42. SCHMINKE, G.A.
TSCHASCHTSCHIN, G.W.
Evaluation of the Contractile Activity
of the Uterus by Means of Highfrequency
Currents.
Akush. Ginekolog. 51 (1975) 58 - 60
43. STRASSER, K.
SCHUMACHER, A.
Erste klinische Erfahrungen mit der
transabdominalen Impedanzmessung,
einer Möglichkeit der Tokographie.
Z. Geburtsh. Perinat. 178 (1974)
402 - 405
44. CALDEYRO-BARCIA, R.
NORIEGA-GUERRA, L.
CIBILS, L.A.
ALVAREZ, H.
POSEIRO, J.J.
POSE, S.V.
SICA-BLANCO, Y.
MENDEZ-BAUER, C.
FIELITZ, C.
GONZALEZ-PANIZZA, V.H.
Effect of Position Changes on the
Intensity and Frequency of Uterine
Contractions During Labor.
Am. J. Obstet. Gynec. 80 (1960)
284 - 290
45. BORELL, U.
FERNSTROM, I.
OHLSON, L.
Influence of Uterine Contractions on
the Uteroplacental Blood Flow at Term.
Amer. J. Obstet. Gynec. 93 (1965) 44
46. BROTANEK, V.
HENDRICKS, C.
YOSHIDA, T.
Changes in Uterine Blood Flow During
Uterine Contraction.
Amer. J. Obstet. Gynec. 103 (1969) 1108

L e b e n s l a u f

Am 2. 5. 1952 wurde ich als Sohn des Arztes Dr. med. Otto Schumacher und seiner Ehefrau Hilde, geborene Antony, in Düsseldorf geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule und des Görres-Gymnasiums in Düsseldorf legte ich dort im Sommer 1970 die Reifeprüfung ab.

Im Wintersemester 1970/71 begann ich an der Universität Düsseldorf das Medizin-Studium. Nach dem Vorphysikum und dem Physikum bestand ich dort im Juli 1976 das Staatsexamen.

Die Medizinal-Assistentenzeit absolvierte ich in den Fächern Chirurgie, innere Medizin und Frauenheilkunde an verschiedenen Düsseldorfer Krankenhäusern.

Am 1. 11. 1977 erhielt ich die Approbation als Arzt.

Seit dem 2. 1. 1978 leiste ich als Sanitäts-Offizier meinen Grundwehrdienst ab.

